Instrumentación virtual de un *pulsioxímetro*

I. Campos-Cantón, L.A. Martínez Garza, V. Vinaja Nuño y P.C. Rodríguez López
Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San LuisPotosí,
Álvaro Obregón 64, 78000, San Luis Potosí, SLP, México,
e-mail: icampos@fciencias.uaslp.mx

Recibido el 31 de julio de 2006; aceptado el 12 de septiembre de 2006

Utilizando instrumentación virtual se desarrolla un *pulsioxímetro* que se utiliza para monitorear el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) de forma no-invasiva; el método consiste en medir la oxigenación de la sangre iluminada por una luz infrarroja y roja, posteriormente sensar la absorción de las dos longitudes de onda debida al paso por la hemoglobina. La instrumentación propuesta se realiza utilizando el software LabView de la compañía National Instruments y el sensor 306-003549 de la compañía CSI. Este sistema de desarrollo tiene la ventaja de ejecutarse en cualquier computadora a bajo costo.

Descriptores: Instrumentación virtual; pulso oximetría; infrarrojo.

A pulse Oximeter is developed using virtual instrumentation. This instrument is useful to analyze the oxygen saturation percentage in blood (SpO_2) without invasion. This approach measure blood's oxygenation based on illuminate with red and infrared light and sense the absorption of the two wavelength due to pass to hemoglobin. The instrumentation is based in the LabView's software of National Instruments Corporation and the 306-003549 sensor of CSI Company. This system of development has the advance of work in any pc with low cost.

Keywords: Virtual instrumentation; pulse oximeter; infrared.

PACS: 42.62.Be; 42.25.Fx; 42.72.Ai

1. Introducción

Los *pulsioxímetros* dan al médico un indicador no-invasivo del estatus cardiorrespiratorio del paciente. Su uso es de forma cotidiana en cuidados intensivos, salas de recuperación y durante la aplicación de anestesias; sin embargo, otras áreas de la medicina las emplean también tales como: guardias generales, salas operatorias, de emergencia, de nacimiento y cuidado neonatal y transporte de pacientes [1].

El principio del funcionamiento del *pulsioxímetro* se basa en que la luz emitida de dos diodos LED a diferentes longitudes de onda típicamente 650 nm (rojo) y 805 nm (infrarrojo) pasa a través del tejido y es sensado por un fotodiodo que responde en el mismo ancho de banda. Entonces en el instante que la luz se emite por los diodos, ésta se absorbe por el tejido, huesos, sangre arterial y venosa. Por otro lado, cuando el corazón bombea sangre oxigenada al tejido, el instrumento ignora todas las absorciones en el mismo en estado estacionario y mide solamente la absorción en el tejido que es expandido por la presión del pulso [2].

La función del *pulsioxímetro* se ve afectada por muchas variables, por ejemplo, luz ambiental, ruido, niveles anormales de hemoglobina, función del ritmo y promedio de pulso cardiaco [3].

Hay dos geometrías transmisor/sensor que se pueden utilizar. En la primera el modo de transmisión es el siguiente: la fuente de luz y el sensor se encuentran en lados opuestos del tejido que está siendo medido; la luz atraviesa el tejido. En el segundo modo, que es el reflectivo, el sensor y la fuente de luz se encuentran en la misma superficie del cuerpo (puede ser el pecho), y la luz se refleja desde el tejido. El utilizado en este trabajo es un sensor de dedo (dedal) que opera en el modo de transmisión.

El montaje experimental del *pulsioxímetro* propuesto tiene la ventaja que al ser diseñado virtualmente se evitan fallas por mantenimiento físico de los componentes, tales como: limpieza, recalibración y cambio de circuitos integrados, entre otros. El sistema de desarrollo del pulsioxímetro se implementa con base en programación gráfica, lo cual genera avances significativos para la captura y procesado de la información almacenada en la computadora, ya que con esto se evita la programación elaborada de formatos y funciones escritas complicadas. Además, permite su comparación con otras bases de datos almacenadas de los pacientes clínicos tratados previamente; no siendo estos posible que con el equivalente de los costos empleados para la generación de este sistema de desarrollo se pueda adquirir equipo comercial que proporcione los mismos servicios.

Debido a que en el *software* LabView se desarrolla el programa de medición, esto nos permite crear el programa de forma ejecutable, evitando así la compra e instalación del *software* completo, y con la facilidad de la instalación en red eliminamos la necesidad de tener un aparato por cada paciente. Aunque cabe recalcar que en las máquinas donde opere el sistema se requiere el puerto USB, elemento ya común en todas las PC.

Con esta instrumentación superamos el problema de almacenamiento de datos tanto del mismo paciente como el de otros y la comparación de resultados previos en su estado de recuperación y llevar a buenos términos su estado de salud.

2. Teoría

La razón entre las señales eléctricas del rojo y el infrarrojo se usa para obtener el SpO_2 [6] a través de la siguiente formula (1):

$$SpO_2 = f\left((\delta R/R)\,/\,(\delta IR/IR)\right), \qquad (1)$$

Se designará lo siguiente:

$\phi_r(\lambda)$, radiación de espectro relativa a la densidad de flujo en el rango rojo del *pulsioxímetro*;

$\phi_{ir}(\lambda)$, radiación de espectro relativa a la densidad de flujo en el rango infrarojo del *pulsioxímetro*;

$s(\lambda)$, sensibilidad de espectro relativo al detector del *pulsioxímetro*;

$k(\lambda)$, función de espectro en la absorbancia sanguínea;

Δd, incremento en anchura del flujo sanguíneo;

$\tau(\lambda)$, función de transmitancia espectral relativa del objeto a medir (p. ej. dedos, lóbulo de la oreja);

$\tau_o(\lambda)$, función de transmitancia espectral relativa al incremento del flujo sanguíneo en presencia del sensor.

De acuerdo a (1), el factor de modulación radio en el flujo sanguíneo se define por (2) donde designamos $f(.)$ como la función del SPO_2,

$$f(.) = \frac{\ln \frac{\left(\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda\right)}{\left(\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)\tau_o(\lambda)d\lambda\right)}}{\ln \frac{\left(\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda\right)}{\left(\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)\tau_o\,(\lambda)\,d\lambda\right)}} \tag{2}$$

y de acuerdo a la ley de Beer-Lambert para el medio homogéneo óptico, la siguiente ecuación puede ser descrita como:

$$\tau_o\,(\lambda) = e^{-k(\lambda)\Delta d}. \tag{3}$$

Sustituyendo (3) en (2) se obtiene (4)

$$f(.) = \frac{\ln \frac{\left(\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda\right)}{\left(\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)e^{-k(\lambda)\Delta d}d\lambda\right)}}{\ln \frac{\left(\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda\right)}{\left(\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)e^{-k(\lambda)\Delta d}d\lambda\right)}}. \tag{4}$$

Expandiendo por series de Taylor, y tomando solamente los miembros más significativos, se obtiene

$$e^{-\mathrm{k}(\lambda)\Delta \mathrm{d}} = 1 - k(\lambda)\Delta d. \tag{5}$$

Sustituyendo (5) en (4), tomando en cuenta que ln x= -ln (1/x), donde x se basa en la integral de (4), obteniendo así (6)

$$f(.) = \frac{\ln\left(1 - \Delta d \frac{\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)k(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d(\lambda)}\right)}{\ln\left(1 - \Delta d \frac{\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)k(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d(\lambda)}\right)}. \tag{6}$$

Expandiendo por la serie de Taylor, teniendo el primer miembro, derivamos

$$\ln(1-y) = -y \tag{7}$$

donde y está basado en la integral (6).

Sustituyendo (7) en (6) obtenemos (8)

$$f(.) = \frac{\left(\frac{\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)k(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_r(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d(\lambda)}\right)}{\left(\frac{\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)k(\lambda)\tau(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_{ir}(\lambda)s(\lambda)\tau(\lambda)d(\lambda)}\right)} \tag{8}$$

La fórmula (8) es la expresión general y más completa para la definición de la razón del factor de modulación. Se muestra que el factor de modulación no sólo depende de las características del espectro de la fuente $\phi(\lambda)$ y las características ópticas de la sangre k(λ) que fueron consideradas hasta ahora, también en las características espectrales del foto detector en el sensor del oxímetro s(λ) y la transmitancia relativa espectrales en función del objeto a medir $\tau(\lambda)$. Un incremento en la no uniformidad de estas características espectrales llevan a un incremento de su influencia sobre el valor $f(.)$.

Cuando las características espectrales del foto detector puede ser radicalmente correctas (no selectivas) y los tejidos humanos (glóbulos en oreja, dedos en niños) son usados en estas mediciones, (8) puede ser simplificado aproximadamente a (9)

$$f(.) = \left(\frac{\int \varphi_r\,(\lambda)k(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_r(\lambda)d\lambda}\right)\Bigg/\left(\frac{\int \varphi_{ir}\,(\lambda)k(\lambda)d\lambda}{\int \varphi_{ir}(\lambda)d\lambda}\right). \tag{9}$$

Si el ancho de radiación espectral de las fuentes usadas son insignificantes (9) se simplifica a la forma usada, que se expresa en (10):

$$f(.) = k_{r\lambda}/k_{ir\lambda} \tag{10}$$

Fórmulas (8)-(10) muestran que, para la definición de dependencia SpO_2 (f) es necesario tener la información en el ajuste de valor de función espectral de la saturación de oxigeno.

Los valores de SpO_2 y la razón del rojo e infrarrojo finalmente se rigen bajo la siguiente relación lineal:

$$SpO_2 = 110 - 25(R/IR). \tag{11}$$



FIGURA 1. Esquema de operación en modo de transmisión.

Módulo Tarjeta NI-USB6009

Lazo de tiempo Predefinido

Adquisición de Datos

Señal Ruido Previamente grabada

Función Restadora

Función Filtro Pasa Bajas

Función Multiplicadora

Función Extracción de señal

Función Medición de Amplitud y Niveles

Función Formula Sumadora

Función de Memoria

Función Divisora

Display en Porcentaje de $SatO_2$

FIGURA 2. Diagrama a bloques del funcionamiento del *pulsioxímetro*.



FIGURA 3. Adquisición de datos, PC, dedal e instrumentación.

3. Arreglo experimental

3.1. Principio de trabajo

La fuente de luz es típicamente un LED donde se puede observar el brillo de la luz roja e infrarroja. Por otro lado, la hemoglobina des-oxigenada permite pasar más luz infrarroja a través de ella y absorbe luz roja, mientras que la hemoglobina altamente oxigenada permite pasar más luz roja a través de ella, y absorbe más luz infrarroja. Así, el oxímetro sensa y calcula cierta cantidad de luz en esas longitudes de onda, siendo estas proporcionales a la saturación de oxígeno (o desaturación) de la hemoglobina. La fuente de luz de prueba consta de dos diodos LED en las siguientes longitudes de onda: 650 nm y 805 nm. Así, la luz es parcialmente absorbida por la hemoglobina, en cantidades que difieren dependiendo de que tan saturado o no-saturada se encuentra con el oxígeno. Calculando la absorción a esas dos longitudes de onda, el sistema puede computar la proporción de hemoglobina, la cual está oxigenada. El oxímetro depende de un flujo pulsátil y puede ser capaz de no funcionar correctamente si existe por ejemplo vasoconstricción.

FIGURA 4. Se muestra el panel frontal del LabView, donde se puede llevar a cabo las indicadas funciones.

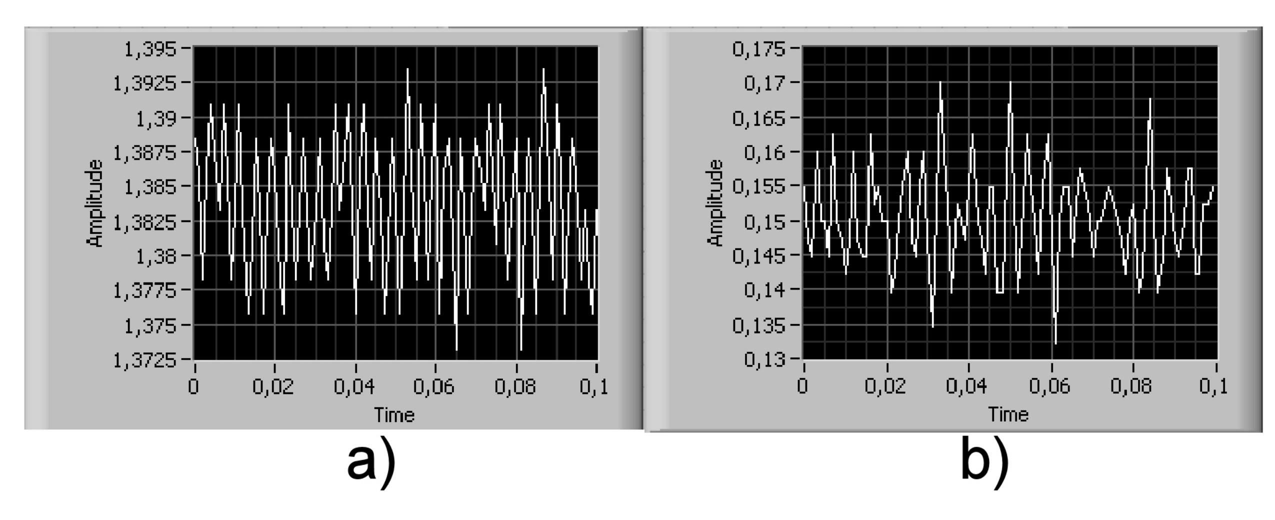


FIGURA 5. Señal típica a) rojo, b) infrarrojo.

3.2. Componentes del circuito en LabView

La estructura del circuito se realiza como se muestra en el diagrama a bloques, llevándose a cabo la misma estructura para el LED rojo y para el infrarrojo, la implementación del diagrama a bloques se realiza en la plataforma de trabajo de la compañía National Instruments bajo el *software* LabView [7] y todas las operaciones se efectúan en tiempo real:

Módulo Tarjeta NI-USB6009: Tarjeta para adquisición de datos de la marca *National Instruments* conectada a la PC por medio de un cable y puerto USB, el cual tiene como voltaje de entrada la salida del sensor.

Lazo de tiempo predefinido: Tiempo definido de 15 segundos, los cuales sirven para obtener el voltaje correspondiente tanto del led rojo e infrarrojo.

Adquisición de datos: Módulo de interfaz entre el voltaje de entrada proveniente de la tarjeta NI-USB6009 y el programa Lab-View.

Señal de ruido previamente grabada: Señal que fue grabada con el sensor conectado sin ningún sujeto a medir, tomando simplemente el ruido y luz ambiental.

Función restadora: Módulo que sirve para limpiar la señal de entrada, entre la adquisición de datos y la señal de ruido previamente grabada, dejando una señal más pura y fácil de medir.

Función filtro pasa bajas: En un filtro de segundo orden tipo Butterworth.

Función multiplicadora: Función que sirve de amplificación de la señal ya filtrada, haciendo una amplificación de 10 veces para este caso.

Función extracción de señal: Módulo de gran ayuda ya que en esta función nos permite solo obtener un pedazo de la señal, la cual ayudará a la facilitación del cálculo.

Función de medición de amplitud y niveles: Módulo ayuda a desglosar la señal, dando a conocer sus niveles altos, bajos, RMS y medios, este último será el que se tomará en cuenta para el proyecto.

Función formula sumadora: Permite que se vayan acumulando los valores obtenidos posteriormente, esta función-formula difiere de una simplemente función sumadora, ya que en este módulo se suman magnitudes provenientes de una señal oscilatoria.

Función de memoria: Módulo de memoria temporal, en la cual se graban los valores obtenidos correspondientemente a los LED rojo e infrarrojo, respectivamente.

Función divisora: Después de haber sido grabados los valores mediante una memoria temporal, se realiza la división de los valores de acuerdo a la fórmula para el SpO_2.

Display de porcentaje de $SatO_2$: Dentro de este mismo display se realiza la multiplicación para obtener el porcentaje de la operación divisora, mostrando así el valor en porcentaje de los niveles medidos.

El circuito para activar los LED's se debe realizar de tal forma que cuando se suministre alrededor 20 mA de corriente, permita que la longitud de onda sea adquirida por el transistor después de su paso por el dedo. La operación básica del fototransistor es cuando la luz es absorbida, creando un voltaje que es adquirido a través de la tarjeta NI USB-6009 para su procesamiento en la PC, esta señal esta en el rango de 1 volt del pulso creado debido al movimiento de sangre por el dedo.

El emisor se coloca en la parte de uña, colocando por consiguiente el detector en la parte de la piel del dedo. En el dedal, tanto los LED's como el detector, y debido a su construcción y diseño, permite que exista el ángulo exacto para obtener una medición correcta. Además de que se sujeta anatómicamente al dedo, eliminando así casi por completo la perdida de alguna señal.

4. Resultados

Los resultados experimentales se llevaron a cabo como se muestra en la Fig. 3, la cual muestra el arreglo final.

5. Conclusiones

Se construyó un *pulsioxímetro* a través de la plataforma del LabView, lo cual da la posibilidad de procesar señales e imágenes y en caso de ser necesario comparar con datos previos del mismo paciente o de otros; operación que no es implementada en los oxímetros comerciales a los costos equivalentes del modelo propuesto debido a la facilidad de programación visual, evitando con ello el uso extensivo de circuitos electrónicos analógicos y de su mantenimiento, cambio de piezas y limpieza general del equipo, para lograr así el buen procesamiento de las señales.

Con este instrumento se puede monitorear segundo por segundo durante el tiempo deseado el comportamiento del SpO_2 y almacenar los datos en el disco duro de la computadora, y debido a esta facilidad de interacción con la PC se pueden cotejar datos con otros registros de signos vitales del paciente en cuestión y estos ser dados de alta en páginas especiales de internet para que esa información pueda ser compartida por expertos y dar soluciones rápidas en situaciones de emergencia cuando así lo requieran.

Los resultados arrojan que el sistema construido es fácil de manejar por cualquier persona y requiere poco material de costo adicional al proporcionado por cualquier computadora personal.

1. *Health Devices* **18** (1989) 202.
2. L.S. Lovinsky, *Proc. SPIE* **4018** (1999) 41.
3. Lovinsky, *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **51** (2002) 1097.
4. M.R. Krames *et al.*, *Appl. Phys. Lett.* **75** (1999) 2365.
5. *QA-510Metr on SpO2 Analyzer*. [Online]. Available: www.metronbiomed.com
6. Lovinsky, *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **55** (2006) 869.
7. *Manual de instalación de Labview 7.1* National Instruments.